

## ⑫ 公開特許公報(A) 平2-63439

⑤ Int. Cl.<sup>5</sup>A 61 B 6/00  
H 04 N 5/325

識別記号

3 3 3

庁内整理番号

8119-4C

④ 公開 平成2年(1990)3月2日

8119-4C

A 61 B 6/00

3 5 0 S※

審査請求 有

発明の数 2 (全21頁)

⑥ 発明の名称 X線画像サブトラクションの方法

② 特 願 平1-103625

② 出 願 昭58(1983)4月26日

② 特 願 昭58-72323の分割

優先権主張

⑫1982年4月26日⑬米国(US)⑭371,683

⑦ 発 明 者

ギャリイ・シルベスタ  
ー・キーズアメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ハートランド、ベツ  
ト・アン・ドライブ、エヌ68 ダブリュ30579

⑦ 発 明 者

トーマス・ウェイン・  
ランバートアメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ドウスマン、ヒドワ  
ン・バレイ・ドライブ、33499番

⑦ 出 願 人

ゼネラル・エレクトリ  
ック・カンパニーアメリカ合衆国、12305、ニューヨーク州、スケネクタデ  
イ、リバーロード、1番

⑦ 代 理 人

弁理士 生沼 徳二

最終頁に続く

## 明 細 書

## 1. 発明の名称

X線画像サブトラクションの方法

## 2. 特許請求の範囲

(1) X線造影剤が人体の領域に入る前の造影前X線露出を行なうと共に、該造影剤が前記領域に入つた後の造影時露出を行ない、何れかの順序で低及び高の平均エネルギーX線ビームを用いて対の露出を順次行ない、露出によつて得られた画像がテレビジョン・カメラのターゲット上に形成され、該ターゲットを走査して読出すことによつて得られたアナログ・ビデオ信号が、ノフレームを構成する画素を表わすデジタル対数データに変換される様にして、人体の領域の中に含まれるX線造影剤によつて限定された人体の領域の可視像を作る方法に於て、(a)ノ対の低エネルギー及び高エネルギーの造影前X線露出の内の選ばれた一方を行ない、該露出が終つた後、前記ターゲットを順次走査様式で読出して、その結果得られる画像フレームについてのデジタル画素データを第ノ記憶装置

に記憶し、該読出しが完了した後、前記ノ対の内の他方の露出を行なつて、該露出が終了した後、前記ターゲットを順次走査様式で読出して、その結果得られる画像フレームについてのデジタル画素データを第2の記憶装置に記憶し、(b)ノ対の低エネルギー及び高エネルギーの造影時露出の内の選ばれた一方を行なつて、前記ターゲットを順次走査様式で読出すと同時に、この画像フレームについてのデジタル画素データを、同じエネルギーで得られた造影前の画像についての記憶されている対応するデジタル画素データと減算によつて組合せ、その結果得られた差像データを第3の記憶装置に記憶し、(c)第3の記憶装置を読出して前記差像データを、同じ高又は低のX線エネルギーを用いて得られた経時サブトラクション像のノつとして大容量記憶装置に記憶し、(d)前記対の低エネルギー及び高エネルギーの造影時露出の内の他方を行なつて、前記ターゲットを順次走査様式で読出すと同時に、この画像フレームについてのデジタル・データを、同じエネルギーで得られた造影前の画

像についての記憶されている対応するデジタル・データと減算によつて組合せ、その結果得られた差像データを、高又は低のX線エネルギーの内の同じ他方のエネルギーによつて得られた他方の経時サブトラクション像として前記第3の記憶装置に記憶し、(e)該第3の記憶装置を再び読出して、そのデータを同じ低又は高のX線エネルギーを用いて得られた他方の経時サブトラクション像として前記大容量記憶装置に記憶して、少なくとも1つの低エネルギーの経時サブトラクション像を要するデータ並びに少なくとも1つの高エネルギーの経時サブトラクション像を要するデータが記憶される様にする工程から成る可視像を作る方法。

(2) 特許請求の範囲(1)に記載した方法に於て、前記第3の記憶装置にある経時サブトラクション像のデジタル・データが毎回飛越し様式で読出され、該データが対応するアナログ・ビデオ信号に変換され、その後前記大容量記憶装置に記憶される方法。

(3) 特許請求の範囲(1)又は(2)に記載した方法に

ルギの露出が行なわれるよりも少なくとも1テレビジョン・フレームだけ前に前記ターゲットを消すことを含む方法。

(7) 特許請求の範囲(1)に記載した方法に於て、低エネルギー経時サブトラクション像を要するデータ信号を使つてテレビジョン手段を駆動して、該低エネルギー経時サブトラクション像を表示すると共に、表示された画像中に、人体の軟らかい組織の動きによる目立つたアーチファクトが存在するかどうかを可視的に判断することが出来る様にし、この様なアーチファクトがなければ、前記低エネルギー経時サブトラクション像データに重みをかけて、それを高エネルギー経時サブトラクション像についての対応するデータと加算して、低エネルギー経時サブトラクション像単独の場合に較べて信号対雑音比を改善した最終的な画像データの組を発生する工程を含む方法。

(8) 特許請求の範囲(1)に記載した方法に於て、経時サブトラクション像の中に軟らかい組織の動きによるアーチファクトがあれば、それを相殺す

於て、密に相次ぐ低エネルギー及び高エネルギーの追加の対の造影時露出を行なつて、低エネルギー経時サブトラクション像データの組と高エネルギー経時サブトラクション像データの組とから成る系列を前記大容量記憶装置に記憶する為に発生することを含む方法。

(4) 特許請求の範囲(1)又は(2)に記載した方法に於て、低エネルギー経時サブトラクション像データが前記第3の記憶装置から読出されている時に、それを使つてテレビジョン手段を駆動し、該低エネルギー経時サブトラクション像を表示する工程を含む方法。

(5) 特許請求の範囲(3)に記載した方法に於て、大容量記憶装置に記憶された一連の低エネルギー経時サブトラクション像データの組を使つてテレビジョン手段を駆動し、低エネルギー経時サブトラクション像を相次いで表示する工程を含む方法。

(6) 特許請求の範囲(1)に記載した方法に於て、一方のX線エネルギーの露出によつて得られた前記ターゲットの画像を読出した後、他方のX線エネ

る混成サブトラクションを行なう工程を含み、該工程は、記憶装置から低エネルギー経時サブトラクション像を表わす1フレームの画素データを検索して、該データに係数 $k_L$ を乗じ、記憶装置から高エネルギー経時サブトラクション像を表わす1フレームの画素データを検索して該データに係数 $k_H$ を乗じ、前記乗算の後、前記低エネルギー及び高エネルギーの経時サブトラクション像の内の一方についてのデータを他方についてのデータから最終的に減算して、最終差像フレームの画素データを発生し、このデータを使つてテレビジョン手段を駆動して最終像を表示することから成り、 $k_L$ 及び $k_H$ の値は、最終的な減算によつて、軟らかい組織の動きによるアーチファクトが相殺されて、造影剤によつて限定された領域が残る様に選ばれている方法。

(9) 特許請求の範囲(8)に記載した方法に於て、軟らかい組織のアーチファクトの相殺を最適にする工程を含み、この為、前記最終像が表示された後、選ばれた低エネルギー経時サブトラクション像

及び選ばれた高エネルギー経時サブトラクション像のデータの内の一方又は他方又は両方に、最初に使った値とは異なる値を持つ係数を乗じて最終像を表示し、軟らかい組織のアーチファクトの相殺が改善されたかどうかを判定することを含む方法。

00 特許請求の範囲(2)に記載した方法に於て、経時サブトラクション像の中に軟らかい組織の動きによるアーチファクトがあれば、それを相殺する混成サブトラクションを行なう工程を含み、該工程は、大容量記憶装置から低エネルギー経時サブトラクション像フレームを表わすアナログ・ビデオ信号を読出し、該信号をデジタル画像データに変換してこのデータをノつの記憶装置に記憶し、高エネルギー経時サブトラクション像フレームを表わすアナログ・ビデオ信号を大容量記憶装置から読出して、該信号をデジタル画像データに変換し、このデータを別の記憶装置に記憶し、低エネルギー経時サブトラクション像のデジタル・データ及び高エネルギー経時サブトラクション像のデジタル・データを夫々の記憶装置から処理装置に

転送して、この処理装置によつて低エネルギーの画像データに係数 $k_L$ を乗ずると共に高エネルギー画像データに係数 $k_H$ を乗じ、一方のフレームの画像データの画像を他方の対応する画像から減算して、最終差像フレームの画像データを発生し、この最終データを使つてテレビジョン手段を駆動して最終像を表示することから成り、 $k_L$ 及び $k_H$ の値は、最終的な減算によつて軟らかい組織の動きによるアーチファクトが相殺されて、造影剤によつて限定された領域が残る様に選ばれている方法。

01 特許請求の範囲00に記載した方法に於て、軟らかい組織によるアーチファクトの相殺を最適にする工程を含み、この為、前記最終像を表示した後、選ばれた低エネルギー経時サブトラクション像のデータと選ばれた高エネルギー経時サブトラクション像のデータの内の一方又は他方又は両方に最初に使った値とは異なる値を持つ係数を乗じ、最終像を表示して、軟らかい組織によるアーチファクトの相殺が改善されたかどうかを判定することを含む方法。

02 X線造影剤が人体の或る領域に入る前の造影前X線露出を行ない、造影剤が該領域に入つた後の造影時露出を行ない、何れかの順序で低及び高の平均エネルギーX線ビームを用いて対の露出を順次行ない、露出によつて得られた画像フレームがテレビジョン・カメラのターゲット上に形成され、該ターゲットを走査して読出すことによつて得られたアナログ・ビデオ信号をノフレームを構成する画像を表わすデジタル対数データに変換することにより、人体の中に含まれるX線造影剤によつて限定された人体の領域の可視像を作る方法に於て、(a)低X線エネルギーの造影前露出を行ない、続くフレーム時間の間に、前記ターゲットを順次走査様式で読出して、該画像フレームに対するデジタル画像データを低エネルギー造影前マスク像として第ノの記憶装置に記憶し、(b)前記低エネルギーの造影前露出を行ない前又は後に、その前の露出のターゲットの読出しが完了してから短い時間の後に、高エネルギーの造影前露出を行ない、続くフレーム時間の間に、前記ターゲットを順次

走査様式で読出して、該画像フレームに対するデジタル画像データを高エネルギー造影前マスク像として第2の記憶装置に記憶し、(c)低エネルギーの生の造影時露出を行なつて、続くフレーム時間の間に、前記ターゲットを順次走査様式で読出し、この読出しの間、前記生の低エネルギーの造影時デジタル画像データを、第ノの記憶装置に記憶されている対応する低エネルギーの造影前画像データから減算し、その結果得られるデータを、軟らかい組織の動きによるアーチファクトがあるとすれば、それ以外の2つの画像に共通な略全てのものが減算によつて消えて、実質的に造影剤によつて限定された領域だけが残る様な低エネルギー経時サブトラクション像データとして、順次走査形式で第3の記憶装置に記憶し、(d)前記低エネルギーの造影時露出を行ない前又は後に、生の高エネルギーの造影時露出を行ない、この露出時間の間に、飛越し走査様式で第3の記憶装置から低エネルギー経時サブトラクション像を読出してそれを大容量記憶装置に記憶し、高エネルギーの造影時露出に続くフ

レーム時間の間に、前記ターゲットを順次走査様式で読出して、その結果得られるデジタル画像データが発生されている間、それを、前記第2の記憶装置に記憶されている高エネルギーの造影前面像の対応するデジタル画像データから減算して、その結果のデータを、軟らかい組織の動きによるアーチファクトがあるとすれば、それ以外の2つの画像に共通な略全てのものが減算によつて消え且つ実質的に造影剤によつて限定された領域だけが残る様な高エネルギー経時サブトラクション像として、順次走査形式で第4の記憶装置に記憶し、(e)前記第3の記憶装置から飛越し走査様式で低エネルギー経時サブトラクション像データを処理手段に読出すと同時に、前記第4の記憶装置から飛越し走査様式で高エネルギー経時サブトラクション像データを処理手段に読出し、該処理手段により低エネルギー画像データに係数 $k_L$ を乗ずると共に高エネルギー画像データに係数 $k_H$ を乗じて、軟らかい組織を相殺する様に修正された2組のデータを発生し、(f)前記乗算工程の後、一方の組を他方の組か

憶する間、該データを同時に用いて、低エネルギー経時サブトラクション像をテレビジョン・スクリーンに表示することを含む方法。

03 特許請求の範囲02又は03に記載した方法に於て、一方のエネルギーの露出によつて得られた前記ターゲット上の画像を読出した後、他方のX線エネルギーの露出を行なうよりも少なくとも1テレビジョン・フレームだけ前に前記ターゲットを消すことを含む方法。

04 ~~X線源と、該X線源を制御して、X線造影剤が人体の領域に入る前（造影前）及び後（造影時）に、前記X線源に低キロボルト及び高キロボルトを夫々印加した時の低の平均エネルギーX線ビームに又は交替的に高の平均エネルギーX線ビームに人体の領域を露出する手段と、画像ターゲットを持ち、該ターゲットの走査による読出しによつて、前記露出により生じたX線画像フレームをアナログ・ビデオ信号に変換する様なテレビジョン・カメラ手段と、前記ビデオ信号を1フレームを構成する画素の強度に対応する値を持つデジタル~~

ら減算して、その結果得られたデータを混成サブトラクション像として大容量記憶装置に記憶する工程から成る可視像を作る方法。

03 特許請求の範囲02に記載した方法に於て、追加の混成サブトラクション像を求める工程を含み、該工程は、1つの混成サブトラクション像が大容量記憶装置に記憶された後、前記低エネルギー造影前面像データを前記第1の記憶装置に保持すると共に前記高エネルギー造影前面像データを第2の記憶装置に保持し、その後、低エネルギー造影前マスク像を求めて前記第1の記憶装置に記憶する工程並びに高エネルギー造影前マスク画像を求めて第2の記憶装置に記憶する工程と云う最初の2つの前記工程(a)及び(b)に続く、前記工程(b)乃至(f)を繰返して、前記大容量記憶装置に記憶する為に、追加の混成サブトラクション像を求めることから成る方法。

04 特許請求の範囲02又は03に記載した方法に於て、前記低エネルギー経時サブトラクション像データを飛越し形式で読出して大容量記憶装置に記

~~載したデジタルデータの組をアナログ・ビデオ信号に変換する手段と、(n)該ビデオ信号を記憶する手段とを有する可視像を作る装置。~~

### 3 発明の詳細な説明

この発明はX線画像サブトラクション方法並びにこの方法を実施する装置に関する。

デジタル形X線画像サブトラクション装置が、身体の血管を映像化する為に現在使われている。サブトラクションの手順は、マスク像と呼ばれる、身体の関心のある領域（関心領域）のX線画像を作ることを含む。マスク像をデジタル化し、マスク像の画素を表わすデジタルデータをデジタル・フレーム記憶装置に入れる。或る時刻に、普通はマスク像を得る直前に、沃素化合物の様なX線造影剤を静脈注射する。造影剤が関心領域にある血管に到達すると、一連のX線画像を撮影し、それらをデジタル・データに変換する。次に、マスク像データ又は造影剤が到達する前の造影前面像データを造影剤が到達した後の造影時画像データから減算して、両方の

画像に共通な全ての軟らかい組織並びに骨構造を相殺し又は減算して除き、こうして造影剤を含む血管が一層よく見える様にする。この方法は、造影前画像と造影時画像の間に或る時間経過がある為、経時サブトラクション・イメージング方法と普通呼ばれる。経時サブトラクション方法を実施するノ形式の装置が、米国特許第4,204,225号に記載されている。

経時サブトラクション方法に伴うノつの問題は主に軟らかい組織の動きの為、マスク像と造影時像の間の整合が実質的に失われることがあることである。2つの記憶された画像の間で軟らかい組織又は他の何かが動くと、サブトラクション像即ち差像にぼけ又はアーチファクト(artifact)が生じ、造影剤を含む血管の所望の画像が歪み又は消されることになる。

経時サブトラクションでは、普通は無意識的に動かない骨の相殺又は減算は良好に行なうことが出来る場合が多いが、のみ下し、息づかい、ぜん動、及び血管の膨張と収縮の様な組織の不随意

の動きによつて、或るアーチファクト又は整合外れが起ることがある。

別の画像サブトラクション方法はエネルギー・サブトラクションと呼ばれるものである。エネルギー・サブトラクションは、人体又は任意の材料によるX線減衰がX線エネルギーに依存した現象であり、このエネルギー依存性が平均の原子番号が異なる材料では異なっていることに基づいている。エネルギー・サブトラクション方法では、人体の中の関心領域のX線画像を、X線管に公称低キロボルト(kV)を印加して求め、こうして身体を介して投射されるビームが、低い平均エネルギーを持つ帯域内のエネルギー・スペクトル分布を持つ様にする。デジタル形蛍光透視法では、X線イメージ・インテンシファイヤ管を使つて画像を求め、それをビデオ・カメラで見ることにより、カメラの信号をデジタル化し、画像フレームとして貯蔵する。比較的低エネルギーの画像を求めた後、X線管に相対的に一層高いkVを印加して、その結果一層高い平均エネルギーのスペクトル帯を用い

て別の画像を撮影する。普通の組織の検査では、造影剤が全くない状態で、2つの画像を撮影することが出来る。血管造影法の検査では、血管内に沃素化合物の様なX線造影剤が存在する時に2つの画像を求める。

どの場合も、平均エネルギーが高いときの画像の画素データを平均エネルギーが低いときの画像のデータから減算して、差像が残る様にする。減算の前、軟らかい組織を相殺する様に、データに種々の重みをかけ、又は倍率をかけるのが普通である。データは骨も少なくする様に倍率をかけることが出来る。然し、血管造影法による検査で実際に見ようとする沃素化合物の大部分をも除去せずに、骨構造を除去し又は相殺することは出来ない。

イメージ・インテンシファイヤを用いてデータを収集した時、幾つかの影響により、サブトラクション像すなわち差像に明るさの非一様性も生ずる。インテンシファイヤの入力蛍光スクリーンの或る区域から他の区域への光の拡散又は漏過

により、ヘイズ(haze)に似たベール状のギラつきが生ずる。幅の広いX線ビームのX線が、X線通路の間で、エネルギー依存性をもつて身体組織によつて散乱されることも、画像のコントラストを失う原因になる。イメージ・インテンシファイヤの入力発光体で種々のエネルギーのX線が差別的に検出されることによつても、明るさの付加的な非一様性を生ずる。このどの現象もエネルギー・サブトラクション法だけでは完全になくすることが出来ない。

露出を行なうのに平均X線エネルギーが低並びに高のスペクトル帯を用いる改良された混成サブトラクション方法が、1987年5月5日に出願された係属中の米国特許出願通し番号第2,606,944号に提案されている。この混成サブトラクション方法は、エネルギー・サブトラクション方法と経時サブトラクション方法の組合せを用いる。混成サブトラクションでは、2つの相異なる平均X線エネルギーで、即ち、X線管に2種類の異なるキロボルトを印加してX線画像を撮影し、人体の様

な不均質な物体内の軟らかい組織による信号を抑圧する様な形で、画像が組合される。

ここで、低及び高の平均エネルギー又はエネルギー・スペクトル帯を持つX線ビームは種々の方法で得られることに注意されたい。 /つの方法は、X線管に一定のキロボルト(kV)を印加し、交互に2種類の異なるフィルタをビーム中に介在配置することである。 /つのフィルタはX線ビームを軟らかくするものであり、即ち、低エネルギーの平均エネルギー帯より高い高エネルギー・スペクトルを除去するものである。 典型的には、所望の低エネルギー・スペクトル帯が決定され、k-エッジより低いX線エネルギーの所で減衰が比較的小さく、k-エッジより高いエネルギーに対して減衰が大きいフィルタを選んで、こういう高エネルギー・スペクトルを除去する。 セリウム又はエルビウムの様な希土類元素で作られたフィルタがその例である。 他方のフィルタは高エネルギー・ビームを硬くするもので、低エネルギー帯を強く減衰させ又は吸収する材料で構成される。 この為、高エネルギー・

スペクトル・フィルタは、例えばアルミニウム、銅又は真鍮にすることが出来る。

低及び高の平均エネルギーを持つX線ビームを発生する別の方法は、X線管に印加される電圧を低レベルと高レベルの間で切替えるものである。 更に別の方法は、X線管に印加する電圧を切替えると共に、それに応じてフィルタを切替えるものである。 これが好ましい方法である。

混成サブトラクションでは、最初に平均エネルギーが低いX線ビーム(以下低エネルギー・ビーム又は低エネルギー・スペクトル帯と呼ぶ)を人体に投射し、次いで、静脈注射したX線造影剤がまだ関心のある解剖学的な領域内の血管に入らない時に、平均エネルギーが一層高いX線ビーム(以下高エネルギー・ビーム又は高エネルギー・スペクトル帯と呼ぶ)を投射することにより、マスク像を求める。 2種類のエネルギーで得られた主に骨並びに軟らかい組織で構成される画像は、適当な定数を用いて倍率をかけられ又は重みをかけられ、その後減算されて、軟らかい組織の変化による信号が

抑圧され且つ骨構造が残る様なマスク像を発生する。 次に、静脈注射した造影剤又はその他のX線造影剤が関心領域内の血管に到達した時、/対の高及び低エネルギーのX線画像に対するデータを求める。 この/対の画像に対するデータは、最初の/対の画像で使われたのと同じ一定の重み係数の作用を受け、そしてこの/対の一方の画像を他方から減算して、この結果得られた造影時画像が、骨構造と造影剤を含む血管とを表わすデータを持つ様にする。 混成サブトラクションの最終工程は、2重エネルギーの造影時画像を2重エネルギーの造影前マスク像から減算して、骨構造を抑圧又は相殺し、造影剤を含む血管だけを分離することである。 経時サブトラクション方法のみの場合に較べた混成サブトラクション方法の主な利点は、両方の2重エネルギー画像で軟らかい組織が抑圧され又は相殺されている為、軟らかい組織の動きによるアーチファクトの影響が少なくなることである。

混成サブトラクション方法は、マスク像を求

めてから造影時画像を求めるまでの時間の間に動いたかも知れないものを除去するには良い方法である。 然し、単に造影時画像を造影前マスク像から減算する普通の経時サブトラクションの際に、動きが全くなければ、一般的に経時サブトラクション像(経時サブトラクションによる差像)の方が混成サブトラクション像(混成サブトラクションによる差像)よりも信号対雑音比(SNR)が一層良いので、経時サブトラクション像を使うことが出来る。 SNRが一層高いと、表示される画像は所定の雑音レベルに於けるコントラストが一層よくなる。

人体によるX線ビームの散乱も考慮される。 画像の散乱はX線ビームのエネルギー、ビーム通路の長さ並びに透過する物体の密度に関係する。 混成サブトラクション方法では、広い断面積を持つX線ビームを使うことによる散乱は、この散乱がエネルギー・サブトラクションを行う各対の画像に対して略同じであるから、あまり問題にならない。 従つて、/対の画像を減算する時(差像を求める時)、

画像の明るさの非一様性に対する散乱の影響は減算によつてなくなる。

繰返して云えば、ディジタル形混成蛍光透視法は、軟らかい組織の動きに影響されず、骨を効果的に相殺し、X線イメージ・インテンシファイヤ並びにビデオ・カメラに於ける散乱並びにその他の非直線的な影響を第ノ次的に除去すると云う利点がある。

この発明の主な目的は、ディジタル形混成サブトラクション方法並びにディジタル形経時サブトラクション方法を高速に且つ正確に同時に実施する装置を提供することである。

別の目的は、経時サブトラクション又は混成サブトラクションに基づく差像を随意選択によつて表示することである。云い換えれば、この発明の装置並びに方法は、利用者が経時サブトラクション像を表示することが出来る様にし、動き又はその他のアーチファクトの為に画像の品質が低下している様に見えた場合、混成サブトラクション像を検索して表示することが出来る様にする。

データを記憶されている高エネルギーの造影前面像から減算し、その差像を高エネルギー経時サブトラクション像として記憶する。次に、混成サブトラクション像を得る為、低及び高エネルギーの経時サブトラクション像に適当な係数を倍率として乗じ、減算して、混成サブトラクション像として記憶し、表示し又はその両方を行なう。

この発明の上に述べた特徴並びにその他の更に特定の特徴がどの様に達成されるかは、次に図面について蛍光透視装置で多重又は混成ディジタル・サブトラクション並びに経時サブトラクションを行なうこの発明の装置の図示の実施例を説明する所から明らかになろう。

ディジタル形蛍光透視法でX線画像を求めるのに必要な装置が、第ノ図の左側領域に示されている。患者は図10で示す。患者の骨構造が11と記した形によつて示されている。腎臓の動脈、頸動脈又は大動脈の様な血管を12に示しており、これは骨構造と同じ視野の中にあるものとして示してある。勿論、この発明の最終的

この発明のノ実施例では、低エネルギーの造影前面像データ並びに低X線エネルギーの造影時画像データを記憶装置又は磁気記憶媒質に記憶して、これらのデータを減算して、信号対雑音比の高い経時サブトラクション像を得られる様にする。利用者の随意選択により、画像を収集した後、再処理様式で、記憶されたデータを使つて混成サブトラクション像を発生する。この時、低及び高エネルギー画像に対する係数又は重み係数の組合せは、動きによるアーチファクトをなくすと共に、その結果生ずる画像から軟らかい組織並びに骨を相殺する様に最適にすることが出来る。

この発明の別の実施例では、基本的には、低エネルギー画像及び高エネルギーの造影前面像を収集し、そのデータを別々に記憶装置に記憶する。次に、低エネルギーの生の造影時画像を撮影し、そのデータを実時間で、記憶されている低エネルギーの造影前面像データから減算し、差像を低エネルギー経時サブトラクション像として記憶する。同様に、高エネルギーの生の造影時画像を撮影し、その

な目的は、血管が骨の上又は下に重なり、動き易い軟らかい組織によつて囲まれていても、沃素化合物の溶液の様なX線造影剤で充たされた時の血管を見える様にすることである。

X線管13を使つてX線露出を行なう。X線管は普通の陽極又はターゲット14と電子ビーム放出フィラメント又は陰極14'とを有する。X線管電源15が変圧器及び整流器の様な部品を持つていて、陽極14及び陰極14'の間に高いキロボルトを印加して、ターゲット14からX線光子のビームを放出し、患者を介してX線露出を行なう。X線管電源に対する制御装置がX線制御装置を表わすブロック16で示されている。ホストCPUシステム制御器17が、図に示してない或る同期及びタイミング回路と共に、装置のタイミング並びに同期作用を行なう。ホストCPUシステム制御器17はアドレス/データ母線85を持ち、これが制御器の入出力(I/O)インターフェイス84と結合する。読出専用記憶装置(ROM)86及び即時呼出し記憶装置(RAM)

87 が母線に結合されている。制御器は後で説明する。こゝでは、ホストCPUシステム制御器17が適当な時刻にI/Oインターフェイス84及び母線18を介して信号を供給し、その結果X線制御装置がX線管電源が低いキロボルト(kV)又は高いキロボルトをX線管の陽極14と陰極14'の間に印加する様にする。印加される各々のキロボルトで、X線光子エネルギーのスペクトル分布を持つビームが発生される。即ち、こゝでは、低い平均エネルギーを表わすのに低kVを用い、比較的高い平均エネルギーを表わすのに高kVを用いる。例として云うと、デジタル形蛍光透視法では、典型的な低平均エネルギーのX線光子スペクトルは、60乃至85キロボルトの範囲内のX線管ピーク・キロボルトの印加に対応し、典型的な高のピーク・キロボルトは130乃至145キロボルトの範囲内である。X線管の電流レベル並びにX線ビームの強度は典型的にはX線撮影法で用いられる値である。高エネルギー又は低エネルギーのビームのX線露出の期間又は持続時間は、例と

して云うと、典型的には4乃至400msの範囲内であるが、これに制約されない。例としての2重キロボルト並びにそれに伴う2重エネルギーのX線電源が、1980年11月18日に出願された係属中の米国特許出願通し番号第208,095号に記載されている。

デジタル形蛍光透視法では、回転フィルタ円板19をX線源13と患者10の間に介在配置して、低エネルギーのX線ビームを発生する時は一層高いスペクトル帯を尹波して除くと共に、一層高いエネルギーのX線ビームを発生する時は、一層低いスペクトル部分を尹波して除くことが好ましい。これは、低及び高エネルギー・ビームの間のスペクトル分布の違いを最大にする為に行なわれる。円板19の両半分はL0(低)及びHI(高)と記されている。夫々のフィルタの組成の例は前に説明した。

第1図で、高エネルギー又は低エネルギーのX線露出が行なわれている間に、患者10から出て来るX線画像を含むビームが、普通の電子式X線イ

メージ・インテンシファイヤ20の様な画素受容体に入る。X線線量は、前に説明したサブトラクション方法に用いられる典型的なX線撮影レベルであり、これに較べて蛍光透視法では一層低い線量レベルが使われる。

インテンシファイヤ20は彎曲した光電陰極21を持ち、これがX線画像を蛍光像に変換し、その後電子像に変換する。この電子像が発光体スクリーン22に集束される。発光体スクリーンが電子像を光像に変換する。テレビジョン・カメラ又はビデオ・カメラ23がスクリーン22に焦点を合せている。光像をカメラが変換することによつて得られたアナログ・ビデオ信号がケーブル24を介してアナログ多重化器(MUX)27の一方の入力に出力される。この多重化器の出力は線26を介してアナログ・デジタル変換器(ADC)25の入力に結合される。この発明では、ビデオ・カメラのターゲット(図に示していない)を順次走査様式でフレーム毎に走査し又は読出す。即ち、60Hzの電力線周波数を基本と

するテレビジョン方式では、ビデオ・カメラの画像フレームが1/30秒すなわち約33msで読出され、又は走査される。ビデオ・カメラの走査ビームは、X線露出の間消去されており、露出が完了する後まで、読出し又は走査を行なわない。ビデオ・カメラの動作様式並びに特性について更に詳しいことは、1981年11月13日に出願された係属中の米国特許出願通し番号第321,007号を参照されたい。

23に示す様なビデオ・カメラを2個用いてもよい。一方のカメラを使つて低X線エネルギーの画像を求め、他方を使つて高X線エネルギーの画像を求めるデジタル形蛍光透視装置が、1981年1月28日に出願された係属中の米国特許出願通し番号第229,249号に記載されている。

こゝで説明している実施例では、1つのビデオ・カメラ23を使っているが、ビデオ・カメラのターゲットの順次走査によつて得られたアナログ・ビデオ信号が、画素を表わすデジタル数に変換され、その値が画素の強度又は輝度レベルに



対応する。 アナログ・ビデオ信号がアナログ・デジタル変換器(ADC)25によつて、例えば画面あたり10ビットのデジタル・ワードに変換され又は量子化される。 ADC 25の出力が母線28を介して入力処理装置(IP)29の入力に結合される。 この入力装置は破線の囲みの中にあるデジタル形ビデオ処理装置(DVP)31の入力段である。 IP 29がルックアップ・テーブルを構成していて、ADC 25から来る線形のデジタル画面値を対応する対数値に変換し、この対数値が入力処理装置から母線30に出力される。母線30は点35で母線36と2つの分岐母線37, 37'に分れる。 母線36はブロック38で示した演算処理装置の1つの入力である。 演算処理装置は第2図に詳しく示しており、後で必要に応じて説明する。 分岐母線37, 37'が夫々のMUX 39, 40, 41, 42の入力に結合される。この各々のMUXの別の入力に循環(wraparound)母線43に結合されている。 この循環母線は演算処理装置38の出力母線44に接続されている。

算処理装置の入力59に結合されると共に、MUX 49, 51の入力にも結合された共通母線60に結合される。 演算処理装置の出力母線44はMUX 49, 51の対応する入力にも結合される。

任意の処理状態にある画像を表わすデジタル・データは、DVP 31の任意の1つのMUX

49, 51から出力することが出来る。 例えば、MUX 49はその出力母線70を介してルックアップ・テーブル(LUT)71に画像データを出力することが出来る。 この画像データがこの後デジタル・アナログ変換器(DAC)72に供給され、そこでデジタルの画面データがアナログ・ビデオ信号に変換されて、ブロック73で示したビデオ磁気ディスク記録装置の様な大容量記憶装置に記憶される。 後で明らかになるが、ビデオ記録装置73は、例えば、低X線エネルギー及び高X線エネルギーの画像、経時サブトラクション像及び混成サブトラクション像に対応する画像フレームの画面データをアナログ信号形式で記憶する為に行うことが出来る。 ビデオ記録装置73は任意の

デジタル形ビデオ処理装置(DVP)31の他の主な部品は、夫々FMA, FMB, FMC, FMDの符号を付した4つの完全フレーム記憶装置45, 46, 47, 48である。 後で説明する螢光透視装置の好ましい動作様式と考えられる様式では、3つの完全フレーム記憶装置しか必要としないが、別の有用な様式では、4つの記憶装置が必要である。 この例では、完全フレーム記憶装置45乃至48は、1つの画像フレームを構成する画面に対応する $5/2 \times 5/2$ 個のデジタル値の配列を記憶することが出来る。

第1図の一番右側にDVPの2つの出力MUX 49, 51がある。 フレーム記憶装置45(FMA)からの出力母線52が演算処理装置38の1つの入力53に結合されると共に、共通母線54に結合されたMUX 49, 51の入力に結合される。 同様に、FMB(46)の出力母線55が演算処理装置38の別の入力56に結合されると共に、MUX 49, 51の入力にも結合された共通母線57に結合される。 FMC(47)からの出力母線58が演

種類のそれまでに収集した画像を表示することが出来る様にすると共に、後で更に詳しく説明する様に、画像データの再処理も出来る様にする。 即ち、アナログ・ビデオ記録装置73からの出力線74が前に述べたアナログ信号MUX 27の別の入力75に通じており、その後、アナログ・ビデオ信号がADC 25に入力され、そこで信号が再びデジタルの画面値に変換されてから、DVP 31に於ける再処理の為に、入力処理装置29に送り返される。 勿論、入力処理装置29にあるルックアップ・テーブル(図に示していない)がこの時線形様式で作用する。 これは、もう1回対数変換をする必要がないからである。

画像がテレビジョン・モニタ78のスクリーン77に表示される。 テレビジョン・モニタはMUX 51の出力母線79から来た信号によつて駆動される。 出力母線79はLUT 80の入力に通じており、このLUTは、デジタルの画面データに作用して、テレビジョン・モニタのダイナミック・レンジ全体を埋める様にそれを拡張する

様な伝達関数を持つている。データがLUT 80で修正された後、ディジタル・アナログ変換器(DAC)81に送られ、そこで信号がアナログ・ビデオ信号に変換されて、テレビジョン・モニタ78を作動する。

利用者は利用者コンソール82を通じて上記装置と連絡する。このコンソールは利用者の要請を入力する為のキーボード82'を持つている。装置に於けるタイミング、制御並びにデータの伝送と操作は、1981年11月3日に出版された係属中の米国特許出願通し番号第321,307号に詳しく記載されている。

この発明を理解するのに十分な程度に、制御装置の説明をする。基本的な画像データの収集、経時サブトラクション、混成サブトラクション並びにデータの再処理等を含む種々のX線方式を実行する為のプログラムが、ホストCPUであるシステム制御器17の記憶装置(図に示してない)に記憶されている。システム制御器17がコンソール82からの利用者の要請に回答して、「処

方」と呼ぶ命令の組を入出力(I/O)インターフェイス・モジュール84及び両方向アドレス/データ母線85を介して即時読出記憶装置(RAM)87に送る。読出専用記憶装置(ROM)86、I/Oインターフェイス88及びディジタル・ビデオ処理装置CPU(DVP-CPU)制御器89もそれぞれの母線によつて母線85に結合されている。DVP-CPU制御器89が、ROM86に記憶されている解釈プログラムを使つて、処方を解釈し、この処方を実行するのに必要な機能を遂行する様に、装置の種々の部品を設定する。例えばディジタル・ビデオ処理装置31の入力処理装置29は線形様式又は対数変換様式で動作する様に設定することが出来る。MUX27,39乃至42,49,50の様な種々の多重化器を選択的に作動し又は不作動にすることが出来る。フレーム記憶装置45乃至48は読出し又は書き込みを設定することが出来る。演算処理装置38は選ばれた様式で動作する様に設定することが出来る。装置内のこれらの部品並びにこれまで説明しなかつた

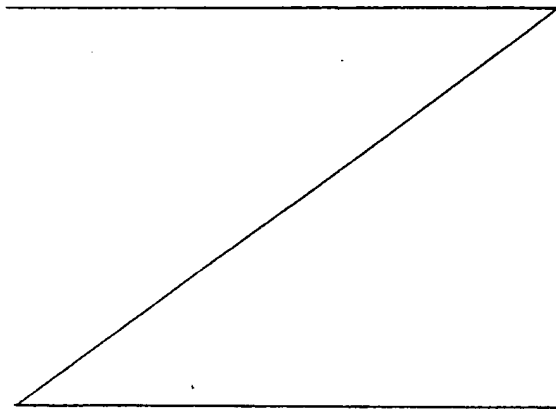
その他の部品は図に示してないレジスタを持つていて、これがDVP-CPU制御器89から符号ワードを受取る。この符号ワードで、ビットが、必要に応じて部品を制御する様に又はデータ通路を変える様にセットされ又はセットされない。動作符号ワードを部品のレジスタに伝達する母線は個別に示してないが、I/Oインターフェイス88に結合された母線部分90によつて包括的に示してある。前掲米国特許出願通し番号第321,307号に記載されている様に、画像データを収集している間、DVP31内のデータ通路は変更しない。データ通路は、ビデオ・カメラ23の垂直消去期間の間だけ変更される。こゝで説明している装置のハードウェアは、この米国特許出願とは異なる形で配置されていて、前に説明した経時サブトラクション処理及び混成サブトラクション処理を行なうことが出来る様になつてゐる。

一般的に云うと、利用者の要請によるX線方式に回答して処方を実行する様に装置の初期設定をした後、X線制御装置16に結合された手動の

スイッチ16'を一時的に閉じるまで、X線画像データの収集は開始されない。DVP-CPU制御器89が両方向母線18を介してX線制御装置16に作動信号又は用意完了信号符号を供給して、装置の全ての機能が適正な時間関係にある場合にのみ、X線がオンになる。カメラ制御インターフェイス又はモジュール91がDVP-CPU制御器の母線85及びビデオ・カメラに結合され、ビデオ・カメラ23を制御する。例えば、カメラのターゲットはX線露出の間消去され、露出に続くフレーム時間の間、順次様式で読出されるが、これは後で説明する。

第1図の演算処理装置38の主な部品が第2図に示されている。演算処理装置はMUX95,96,97を有する。これらのMUXが5つの入力を持ち、その任意のもの又は全てが前に第1図について説明した母線53,56,36,59及び62を介してデータを受取る。12ビット母線98がMUX95の出力を演算論理装置(ALU)100の1つの入力99に結合する。母線101がMUX

96 の出力を掛算器(MULT)102の入力に結合する。母線103がMULT 102の出力をALU 105の1つの入力104に結合する。MULT 102は別の入力母線106を持っている。ディジタルの形に表わした重み係数又は倍率 $k_L$ をDVP-CPU制御器89から母線106を介してMULT 102に入力し、MULT 102の入力母線101から供給された画像データに、必要な時、 $k_L$ を乗ずることが出来る様にする。 $k_L$ は低X線エネルギーの画像データに対する重み係数又は倍率である。



来る様にしている。重み係数の選び方により、利用者は、表示される画像の中で骨又は軟らかい組織の好ましい相殺が得られる様な係数を選ぶことが出来る。ホストCPU制御器17の記憶装置に相異なる重み係数を記憶しておき、利用者用コンソールのキーボード82'で選ぶことが出来る。3つの記憶装置FMA、FMB、FMCを用いるこの発明の実施例では、利用者が、 $k_L$ 及び $k_H$ の値を、画像の再処理の間、最適な相殺を達成する任意の値に変えることが出来る様にするキー・スイッチが設けられている。4つの記憶装置FMA、FMB、FMC、FMDを用いる実施例では、 $k_L$ 及び $k_H$ の値は手順が開始される前に選ばれるが、再処理の間に変えることも出来る。

第3図は、血管中のX線造影剤の濃度が時間と共に変わる様子を示すグラフである。この例では、造影剤を時刻0に静脈注射したと仮定している。10秒より少し短い時間で、造影剤が混じった血液が関心領域内の血管に入り始める。約1.5秒で、造影剤の濃度が最大になり、2.5秒

母線109がMUX 97の出力を別のMULT110の入力に結合する。母線111が、高X線エネルギーで得られる画像データに対する重み係数 $k_H$ をDVP-CPU制御器89からMULT110に供給出来る様にしている。母線113がMULT110の出力をALU 105の他方の入力114に結合する。ALU 105の出力が母線115を介して、必要に応じて利得を発生する伝達関数を持つルックアップ・テーブル(LUT)116の入力に結合される。LUT 116の出力が母線117を介してALU 100の他方の入力118に結合される。ALU100の出力母線44が、第1図の演算処理装置38の出力に示した同じ母線44に対応する。

低及び高エネルギーの重み係数 $k_L$ 及び $k_H$ は、必要に応じて、夫々掛算器102、110に入力することが出来ることに注意されたい。実例では、利用者が、テレビジョン・モニタ78のスクリーンに画像が表示されるのを見ながら、演算処理装置38のMULT102及び110を介して、画像データに対する異なる重み係数の値を加えることが出

に向つて時間が経つにつれて段々薄くなる。この場合、造影剤の注射と、到着と、それが出て行く間の時間はこれより長くなつたり短くなつたりすることがある。

第4図は経時サブトラクション、エネルギー・サブトラクション及び混成サブトラクションの間の基本的な違いを示している。

第4図の経時サブトラクションでは、約5秒(第3図で見て)と云う様に、造影剤が到着する前に、X線造影レベルのキロボルトをX線管のターゲットに印加して、X線露出を行ない、マスク像用の画像データを求め、これを記憶する。その後、次に $T_{10}$ に、造影剤が関心領域に到達したと思われる注射後の時刻に、一連の露出を開始する。注射後の一連の画像データは、それらが得られた時に記憶すると仮定する。次に、マスク像から1つの注射後の画像(造影時画像)、そして別の注射後の画像(造影時画像)を減算して、注射前のマスク像(造影前面像)と注射後の像(造影時画像)に共通なものを全て相殺し、造影剤

で充たされた血管が残る様にする。次に、コントラスト並びに解像度又は鮮明さが最高の血管を写す画像をみつける為に、差像を相次いで表示する。これは必ずしも、造影剤の濃度が最大の所で得られた画像ではない。

第4図のエネルギー・サブトラクションでは、造影剤が検射している血管に到着する少し前又は後から始めて、ノ対又は更に多くの対の低及び高kVのX線露出、即ち、低及び高平均エネルギーの露出を行なう。例えば、低エネルギーの露出を $T_{10}$ 、そして高エネルギーの露出を $T'_{10}$ で行なう様にして、一連の低及び高エネルギーの対の露出を開始することが出来、 $T_{10}$ に於ける造影剤の濃度のピークを通過するまで続けることが出来る。典型的には、低エネルギーの露出は33msのテレビジョン・フレーム時間内に行ない、ビデオ・カメラのターゲットの読出しはその間消去しておく。ターゲットは、次のフレームの間に読出すことが出来、この間、画像フレームを同時にデジタル化して画像データとし、記憶する。対の内の高エ

ネルギーの露出は、次のフレーム時間の間に行ない、その次のフレームの間に読出し、この結果得られた生の高エネルギーのデジタル化した画像データを対応する記憶された低エネルギーのデータから減算して、差像フレームを発生し、後で表示する為に、これを一連の他の差像と共にディスクに記憶することが出来る。エネルギー・サブトラクションでは、低エネルギー及び高エネルギーの一方又は他方又は両方に対するデータは、両方の画像に共通な軟らかい組織を相殺し又は減算によつてなくす様に倍率をかける。然し、骨を相殺する様に倍率をかけると、血管中の造影剤も幾分か相殺されることになつて望ましくない。信号対雑音比も低下する。エネルギー・サブトラクションの有利な特徴は、ノ対の内の低エネルギー及び高エネルギーの画像が時間的に接近して得られるので、これらの画像の間で組織の不随意の動きの為に整合が目立つて失われることがないことである。エネルギー・サブトラクションでは、高エネルギー及び低エネルギーの対の露出の合間に身体の実質的な動きが

あつても、有害な影響はない。

混成サブトラクションを行なう新しい2つの方法を第4図について説明する。ノつの方法は、時刻 $T_0$ の様に、造影剤が到着する前に、低エネルギー及び高エネルギーのノ対の露出をたて続けに行なう。これらの露出は、身体の動きが殆んど起り得ない様に、数テレビジョン・フレーム時間内に行なうのが普通である。一連のこの様な対をノ秒の間隔で行なうことが出来る。接近して相次ぐノ対の内の2つの画像を組合せ又は減算し、その結果得られる造影前差像を記憶する。この像を作るための画像データは、減算の前に、軟らかい組織が相殺されて骨構造が残る様に、倍率をかけ又は係数をかける。 $T_{10}$ の様に、造影剤が到着すると、接近して相次ぐ低エネルギー及び高エネルギーの対の露出を一続きとして行なう。これらの像を作るためのデータは、前と同じ倍率を用いて倍率をかけ、その後減算して、軟らかい組織をやはり相殺して、骨構造と造影剤を含む血管が残る造影時差像(ノつ又は複数)を発生する。

この後、任意の造影時差像を任意の造影前差像から減算して、その両者に共通のものをことごとく相殺し、造影剤で充たされた血管の夫々の像が残る様にする。

この発明で好ましいと考えられる別の混成サブトラクション方法は、第4図の $T_0$ から始まる時の様に、造影剤が到着する前に、低エネルギー及び高エネルギーの露出をたて続けに行ない、低エネルギーの露出像をこの後経時サブトラクション像を作るためのマスクとして使うものである。造影剤が到着した時、同様な低エネルギー及び高エネルギーの対の露出を行なう。この後任意の低エネルギーの造影時画像を任意の低エネルギーの造影前画像から減算して、倍率を使わずに、経時サブトラクション像を発生して表示する。然し、混成サブトラクション像を発生することが出来る様な処理又は再処理の為に、画像データを取扱い且つ利用出来る様にする。経時サブトラクション像のノイズが小さく、整合が良好で、コントラストの解像度が良ければ、混成サブトラクション像を発生

する必要はない。混成サブトラクション像を発生した方がよいと思われる場合、画像データが記憶装置に入っているから、造影前画像及び造影時画像の成る組合せにより、診断の目的にとつて十分に満足し得る混成サブトラクション像が得られる確率が高く、こうして患者をそのまゝにして手順を繰返す必要を避けることが出来る。

典型的には、デジタル形サブトラクション方法では、低エネルギー及び高エネルギーのX線露出は、普通のX線撮影法で使われるものと対応する放射強度又はX線管の電流で行なわれる。例として云うと、これに制約するつもりはないが、高エネルギー及び低エネルギーの各々の露出は典型的には持続時間が4乃至400msである。33msのテレビジョン・フレーム時間より短い露出が、ストップ・モーションにとつて最も効果的である。一般的に造影剤は注射してから約3乃至20秒後に、関心のある血管に到着する。こゝで説明した装置を用いて行なわれる大抵の手順では、それまでに得られた低エネルギー又は高エネルギーの画像

の画像データは、一時的に記憶装置に記憶することが出来る。後で得られる画像は、その収集時間の間、便宜的に生の画像と呼ぶ。エネルギー・サブトラクションを用いる場合、ノ対の内の低エネルギーの露出は必ずしも高エネルギーの露出より前に行なう必要がないことは明らかである。データの取扱いが正しければ、この順序は逆にすることが出来る。どの対でも、一方又は他方を最初にすることが出来る。

次に混成サブトラクション方法並びに経時サブトラクション方法の数学的な背景を説明する。画像データが対数値に変換される混成サブトラクションでは、造影前画像又はマスク像は次の様に表わされる。

$$M_{\ell} = \mu_{\ell, t} x_t + \mu_{\ell, b} x_b \quad (1)$$

$$M_h = \mu_{h, t} x_t + \mu_{h, b} x_b \quad (2)$$

造影時画像又は生の画像は次の様に表わされる。

$$L_{\ell} = \mu_{\ell, t} x_t + \mu_{\ell, b} x_b + \mu_{\ell, i} x_i \quad (3)$$

$$L_h = \mu_{h, t} x_t + \mu_{h, b} x_b + \mu_{h, i} x_i \quad (4)$$

こゝでM及びLはマスク像及び生の像を表わし、添字の $\ell$ 及び $h$ は夫々低エネルギー及び高エネルギーのビームを表わし、添字の $t$ ,  $b$ 及び $i$ は夫々材料の組織、骨及び造影剤を表わす。X線線形減衰係数を $\mu$ で表わし、ビーム中にある材料の厚さを $x$ で表わす。

低及び高X線エネルギーに於ける画像の重みをかけた又は倍率をかけた組合せは次の様に表わされる。

$$M = k_{\ell} M_{\ell} + k_h M_h \quad (5)$$

$$L = k_{\ell} L_{\ell} + k_h L_h \quad (6)$$

こゝでMは低エネルギー及び高エネルギーの造影前画像又はマスク像の対を組合せ又は減算した結果であり、Lは低エネルギー及び高エネルギーの生の造影

時画像の対を組合せ又は減算した結果である。 $k$ は乗数であり、これは式(5)及び(6)の代数的な減算が行なわれる時、任意の密度を持つ材料が相殺される様に調節することが出来る。こういう乗数は、実験的な測定によつてその値を決定するか、或いは前に述べた様に、利用者が $k$ の種々の値を試してみることが出来る様にして、サブトラクション像を表示した時、利用者が次々に別の値を試して、どれにすると、アーチファクトの相殺が最もよく、且つ造影剤を含む血管のコントラストが最善になる様な血管の画像が得られるかを判断出来る様にすることにより、最適にすることが出来る。式(5)及び(6)の乗数 $k$ は、軟らかい組織を減算してなくし又は相殺する様に選ばれる。

組合せの係数は軟らかい組織による画像の値を相殺する様に選ぶことが出来る。式(1)及び(2)を式(5)に代入すると、その結果は次の様になる。

$$M = (k_{\ell} \mu_{\ell, t} + k_h \mu_{h, t}) x_t + (k_{\ell} \mu_{\ell, b} + k_h \mu_{h, b}) x_b \quad (7)$$

これは $x_t$  (組織の厚さ)の係数をゼロに等しく

することにより、組織の相殺が達成し得ることを示している。従つて、組織を相殺する為の組合せ係数の比は次の通りである。

$$\frac{k_h}{k_\ell} = \frac{-\mu_{\ell,t}}{\mu_{h,t}} \quad (8)$$

マスク像及び生の像の両方に同じ比を使う。式(1)、(2)、(3)及び(4)を式(5)及び(6)に代入して、式(8)を使うと

$$M = k_\ell \left( \mu_{\ell,b} - \frac{\mu_{\ell,t}}{\mu_{h,t}} \mu_{h,b} \right) x_b \quad (9)$$

$$L = k_\ell \left( \mu_{\ell,b} - \frac{\mu_{\ell,t}}{\mu_{h,t}} \mu_{h,b} \right) x_b + k_\ell \left( \mu_{\ell,i} - \frac{\mu_{\ell,t}}{\mu_{h,t}} \mu_{h,i} \right) x_i \quad (10)$$

混成方法の最後の工程は、骨の影を除く為に、エネルギー減算したマスク像及び生の像の時間減算である。即ち

装置を特定の様式で動作させることにより、低エネルギー及び高エネルギーのマスク像のデータ及び低エネルギー及び高エネルギーの生の画像データを収集する間、係数( $k_\ell$ 及び $k_h$ 又は $k_h/k_\ell$ )を決定したり、或いは使う必要はない。これに伴つて、経時サブトラクション像がテレビジョン・スクリーン77に表示される。経時サブトラクション像で、散らかい組織の動きによるアーチファクトがあまりなく、造影剤で充たされた血管が明瞭に限定されていれば、混成サブトラクションに進むことは不要である。この場合、この発明では、経時サブトラクション像のデータは、単に低X線エネルギーの造影時画像データ( $L_\ell$ )を低X線エネルギーの造影前面像又はマスク像データ( $M_\ell$ )から減算した結果である。この結果得られた低エネルギーの差像は、どの混成サブトラクション像の組合せに較べても、SNRが一層高いと云う利点がある。混成サブトラクション方法の必要があると判れば、この方法を再処理様式で実施する。この時、この発明に従つて係数 $k$ を用いる。

$$D = M - L$$

$$= k_\ell \left( \mu_{\ell,i} - \frac{\mu_{\ell,t}}{\mu_{h,t}} \mu_{h,i} \right) x_i \quad (11)$$

こゝで $D$ は、骨並びに組織の両方を表わす画像の値が相殺され又は減算によつて消えた混成サブトラクション像データである。

式(11)を式(5)及び(6)で直接的に表わすと、その結果は次の様になる。

$$\begin{aligned} D &= k_\ell M_\ell + k_h M_h - k_\ell L_\ell - k_h M_h \\ &= k_\ell (M_\ell - L_\ell) + k_h (M_h - L_h) \\ &= k_\ell T_\ell + k_h T_h \end{aligned} \quad (12)$$

こゝで $T_\ell$ 及び $T_h$ は夫々低エネルギー及び高エネルギーの経時サブトラクション像又は差像を表わす。従つて、線形混成サブトラクションでは、エネルギー・サブトラクション及び経時サブトラクションを行なう順序は問題ではない。

この発明の1つの特徴として、第1図に示す

前段に述べた動作様式を次に第1図及び第3図と、部分5A及び5Bから成る第5図の時間線図について説明する。第5図の部分Aは、X線露出及びテレビジョン・カメラの読出しの時間順序であり、部分Bはビデオ処理装置の時間順序である。最初に、マスク像を作るデジタル画像データを2つの工程で求めなければならない。

(1) 第5A図のテレビジョン・フレーム「1」の間、低X線エネルギー(低kV)の造影前露出を行ない、その間カメラの読出しは消去しておく。次のフレーム「2」の間、ビデオ・カメラ又はテレビジョン・カメラ23のターゲットを順次走査様式で読出し又は走査し、その結果得られたデジタル画像データを第1図の完全フレーム記憶装置FMAに記憶する。

(2) 低kVの露出に対するカメラの読出しの直後、第5A図のフレーム「3」の間、高エネルギー(高kV)の造影前露出を行なう。次にフレーム「4」で、カメラのターゲットを順次走査様式で走査し、その結果得られたデジタル・デー

タをFMBに記憶する。第5A図の続くフレーム「5」の間、テレビジョン・カメラのターゲットを消す。

この後、次に述べる様に、関心のある血管に造影剤が到着すると予想される時刻から開始して、造影時画像を収集する。

(3) 第5A図の最初のテレビジョン・フレーム「1」の間、低エネルギーの造影時露出を行ない、その間テレビジョン・カメラのターゲットを消し、第5A図の次のフレーム「2」の間、カメラのターゲットを順次様式で走査する。この画像に対する生のデジタル画像データを母線36を介して演算処理装置38に供給すると同時に、記憶されている低kVの造影前画像データをFMAから演算処理装置の入力53に供給する。演算処理装置のALU105で、低エネルギーの生の造影時画像データを記載されている低エネルギーの造影前データから減算し、その結果得られた低エネルギーの経時サブトラクション像データを母線44に出力する。

(5) 第5A図のフレーム「3」に示すように、最後の低エネルギーの生の造影時露出のカメラの脱出しの直後に、高エネルギーの生の造影時露出を行ない、フレーム「4」で、カメラのターゲットを順次様式で走査し、フレーム「5」でテレビジョン・カメラを消す。演算処理装置のALU105を使つて、この高エネルギーの生の造影時画像の画像データを、前に述べた工程2でFMBに記憶されている造影前マスク像の画像データから減算する。この結果得られた高エネルギーの経時サブトラクション像データを第5B図の期間「8」で、順次走査形式でFMCに記憶する。前の工程4と同じく、FMCを飛越し様式で脱出し、MUX49、LUT71及びDAC72を介して出力し、第5B図の期間「9」に、飛越し形式で高エネルギーの経時サブトラクション像として、ディスク記録装置73に記憶する。

工程3乃至5は、追加の低エネルギー及び高エネルギーの経時サブトラクション像を求め、それを飛越し形式でアナログ・ビデオ記録装置73に記

(4) 第5図の部分5Bの期間「6」で示す様に、低エネルギー経時サブトラクション像としてFMCに順次走査形式で記憶する為、上記のFMAの画像から生の画像を減算した経時サブトラクション像データを母線43及びMUX41を介して読み込む。FMCに装入された時、FMCからビデオ速度で、奇数番号の水平走査線の画像データを脱出し、次に偶数番号の水平走査線の画像データを脱出す。云い換えれば、飛越し様式でFMCを脱出すことにより、走査の変換を行ない、第5図の部分5Bの期間「7」に示す様に、母線58及び63を介してMUX49に、そして母線70及びDAC72を介してLUT71に供給して、低kVの経時サブトラクション像をディスク記録装置73にアナログ飛越し画像形式で記載する。低エネルギーの経時サブトラクション像の内容をFMCから飛越し様式で供給して、MUX51に、次いでLUT80及びDAC81に出力して、アナログ飛越し画像形式でテレビジョン・スクリーン77に表示する。

憶する為、何回か繰返すことが出来る。第3図は、関心のある血管内の造影剤の濃度を時間に対して示す典型的なグラフである。ノ例として、時刻、0に、又は造影剤を注射してから約9秒までの時間の内の任意の時に、高エネルギー及び低エネルギーの造影前マスク像のデータを求めることが出来る。造影時の露出は、造影剤がまだX線の視野内にない9秒の直前に開始することが出来る。この為、例えばノ秒の間隔で、一連の高及び低エネルギーの造影時画像の対が得られる。9秒の所で、少量の造影剤が現われる。約ノ秒の所で得られた画像はコントラストが最高である。コントラストが最大の低エネルギー及び高エネルギーの画像データは、夫々記憶されている低エネルギー及び高エネルギーの造影前マスクから減算するのに最良であることもあるし、ないこともある。例えば、コントラストが最大の造影時画像は、軟らかい組織の動きによるアーチファクトを持つことがある。コントラストが最大になる前又は後に得られた造影時データは、アーチファクトが一層少

なく、低エネルギー及び高エネルギーの造影前面像データとの整合が一層よくて、経時サブトラクション像を発生するのに、コントラストが最大ではないデータを使う方が望ましいことがある。代りの造影前面マスク像、又は造影時範囲内にあるが、コントラストが最大ではない像を選び、任意の1つの高エネルギーの造影時面像をそれと組合せて、最適のコントラストを持つ経時サブトラクション像をみつけることが出来る。然し、別のマスクの選択は、その動きが選ばれた造影時面像の動きと合う場合、動きによるアーチファクトをなくすだけである。得られる最善の経時サブトラクション像を求めて探す1つの理由は、この様な像が普通は最適の信号対雑音比(SNR)を持っているからである。

軟らかい組織の動きが目立つたアーチファクトを作る原因にならないか、或いは低エネルギーの経時サブトラクション像に軟らかい組織の動きが存在しない場合、最終的な低エネルギーの経時サブトラクション像(1つ又は複数)の信号対雑音比

ラクション像がみつからない場合、混成サブトラクション方法を実施するのがよい。混成サブトラクションは、低及び高エネルギーの画像を減算する時、軟らかい組織が完全に減算して消える為、軟らかい組織の動きの影響を全く受けない。更に、この差像を作る基になつた前の経時サブトラクションの際の露出の結果として、既に骨が相殺されている。混成サブトラクションのSNRは典型的には経時サブトラクションのSNRの約半分である。従つて、これは、コントラストが最大の画像に対して約3秒以内に接近しない様な、前段に述べた様な別のマスクを選ぶことに相当する。動きを止めることに関する限り、経時サブトラクションで得られるのと同じSNRに対し、混成サブトラクションは50倍乃至100倍よいことが判つた。

この発明では、上に述べたイメージング順序が完了した後、幾つかの低エネルギー及び幾つかの高エネルギーの経時サブトラクション像フレームに対するデータが、飛越し形式で、ディスク記録装

を更に改善することが出来ることが判つた。この改善は、低エネルギーの経時サブトラクション像単独に較べて、最終像を得るため、高エネルギーの経時サブトラクション像に対して、低エネルギーの経時サブトラクション像の或る重みをかけた又は倍率をかけたものを、減算ではなく加算することによつて達成される。欲しい大部分の情報は低エネルギーの経時サブトラクション像にあるから、低エネルギーの経時サブトラクション像には高エネルギーの像よりも重みを与える。低エネルギーの経時サブトラクション像は一層よいコントラストを持つ。勿論、前に述べた工程で使われる画像を収集してディスクに記憶する順序の為、ディスクには幾つかの低及び高エネルギーの経時サブトラクション像があり、従つて、任意の低エネルギーの経時サブトラクション像に重みをかけて前に述べた様に任意の高エネルギーの経時サブトラクション像に加算し、造影剤のコントラストが最良の最終像を求めることが出来る。

動きによるアーチファクトのない経時サブト

置73にアナログ・ビデオ信号として記憶される。この内の任意の経時サブトラクション像をテレビジョン・モニタ78に表示することが出来る。低kVの経時サブトラクション像は、そのSNRが最高であるから、順次表示して、どの画像によると、骨が最も完全に相殺されて、血管が最高のコントラストで見られるかを決定することが好ましい。軟らかい組織の動きによるアーチファクトが存在することによつて、混成サブトラクション方法を実施すべきであると判つた場合、この発明では、混成サブトラクションの為の全てのデータが既にアナログ・ビデオ・ディスクに記憶されているから、追加の露出を行なう必要はない。混成サブトラクションは、単にアナログ記録装置73の磁気ディスクに記憶されている情報を再処理するだけであり、これは後で更に詳しく説明する。

今述べた様に検査する為、低エネルギーの経時サブトラクション像を表示する為、その各々を表わす飛越しアナログ信号が母線79を介して



ADC 25 に出力され、そこでディジタル信号に再び変換される。次にディジタル画像信号が変更なしに、ディジタル・ビデオ処理装置 31 を通され、MUX 51 から母線 79 を介して LUT 80 及び DAC 81 に出力され、アナログ・ビデオ信号に変換して、テレビジョン・モニタ 78 を駆動する。記憶されている経時サブトラクション像を順番に表示することは、コンソール 82 のキーボード 82' を使つて行なうことが出来る。次に混成サブトラクションの為、任意の低エネルギーの造影時画像を低エネルギーの造影前画像から減算したことによつて得られた差像の画像データ、即ち、低エネルギーの経時サブトラクション像のデータをアナログ・ディスク記録装置 33 から検索し、再びディジタル化した後、FMA に記憶する。視野にある造影剤が最大になる様な低エネルギーの経時サブトラクション像が、普通使うのに好ましい画像である。この低エネルギーの経時サブトラクション像のデータを FMA に記憶して、飛越し様式で読出す。これは、前にこの様式で記録装置 73

に送り、そこでデータに  $k_h$  を乗ずる。MULT 102 及び 110 からの対応する画像データが次に ALU 105 で減算される。LUT 116 及び ALU 100 で利得並びにオフセットが導入され、データが混成サブトラクション・ディジタル画像データとして、演算処理装置の母線 44 に出力される。この画像データはビデオ処理装置の出力 MUX 51 を介して送り、テレビジョン・スクリーン 77 に混成サブトラクション像を表示出来る様にする為のアナログ・ビデオ信号に変換することが出来る。混成サブトラクション画像データは、ビデオ処理装置 31 の MUX 49 から送出して、希望によつて将来表示する為に、アナログ・ビデオ信号に変換してディスク記録装置 73 に記憶することも出来る。

式(8)で示す様に、組織の動きが整合外れのアーチファクトの重要な原因になる為に最も重要である軟らかい組織の相殺は、式(8)の右辺に等しくなる様に  $k$  の比を選ぶことによつて達成し得る。この比を第 1 次近似として使うことが出来る。

のディスクに記憶されていたからである。

FMA が一杯になつたら、対応する高エネルギーの経時サブトラクション像に対するデータをディスクから呼出し、演算処理装置 38 を使つて対応する低エネルギーの経時サブトラクション像と画像毎に組合せる為に、FMB に保持することが出来る。処理装置 38 でしなければならないことは、式(8)に従つて、低エネルギー及び高エネルギーの経時サブトラクション像を組合せることである。これらの像では、動かない軟らかい組織並びに骨は既に相殺されており、造影剤で充たされた血管の画像と、軟らかい組織の動きによるアーチファクトが残つている。こういうアーチファクトを除く為、低エネルギーの組合せを要する画像データに適当な係数  $k_g$  を乗じ、高エネルギーの組合せに適当な係数  $k_h$  を乗じて、軟らかい組織を相殺しなければならない。この為、FMA からの画像データが演算処理装置 38 にある MULT 102 に供給され、そこで各々の画像の値に  $k_g$  を乗じ、FMB からのデータをこれに対応して MULT 110

前に説明した様に、利用者には係数の異なる値を利用出来る様にする事が出来る。この為、FMA 及び FMB からの画像データに反復的に種々の係数を作用させて、利用者が、テレビジョン・スクリーン 77 を見ることにより、どの混成サブトラクション像が、最善のコントラスト並びに解像度で、造影剤で充たされた血管を示すかを判定することが出来る様にする。更に、低エネルギー及び高エネルギーの或る順序の経時サブトラクション像が作られると仮定しているから、そのどれでもアナログ・ビデオ記録装置から検索して、前に述べた様に処理し、最善の混成サブトラクション像を選ぶことが出来る。画像データの再処理手順は、勿論追加の X 線露出を行なうことを必要とせずに実施される。

上に述べた方法は、3つの完全フレーム記憶装置 FMA、FMB、FMC で構成される装置を用いて実施される。低 kV の経時サブトラクション像又は混成サブトラクション像をその収集中に表示し、且つ収集中にこれらの像を記憶することが

出来る様にする別の方法は、4つの完全フレーム記憶装置 FMA、FMB、FMC、FMD (FMD は参照番号48で図示されている) が第7図に示す様に必要となる別の実施例の装置を用いる。この方法では、前に収集した経時サブトラクション像を再処理しなくても、混成サブトラクション像を得ることが出来る。混成サブトラクション像が収集過程の間に発生される。この別の装置の構成と方法を、主に第7図及び第3図と、部分6A及び6B図に分れた第6図の時間線図を参照して説明する。

前に説明した実施例の場合と同じく、最初の動作は2つの工程でマスク像を収集することである。

(1) 第6図の部分6Aのフレーム「1」に示す様に、低エネルギーの造影前X線露出を行ない、この時テレビジョン・カメラのターゲットを消しておき、部分6Aのフレーム「2」に示す様に、露出が終了した後、順次走査様式でビデオ・カメラ23のターゲットを読出し、その結果得られる

画素が発生される時、部分6Aのフレーム「2」及び部分6Bの期間「8」の一致で示す様に、演算処理装置のALU 105を使つて、FMAに記憶されている低エネルギーの造影前データから順次様式でこの生のデジタル画素を減算する。各々の対応する画素の減算結果を、低エネルギーの経時サブトラクション像として、部分6Bの期間「8」に示す様に、順次形式で相次いでFMCに記憶する。

(4) その前の低エネルギーの造影前露出に対してカメラの読出しをした直後、部分6Aのフレーム「3」に示す様に、高エネルギーの造影時X線露出を行なう。高エネルギーの露出の間、部分6Aのフレーム「3」並びに部分6Bの期間「7」に示す様に、FMCから飛越し形式で低エネルギーの造影時経時サブトラクション像を読出し、その結果をビデオ・ディスク73に記憶する。

(5) 部分6Aのフレーム「4」に示す様に、高エネルギーの造影時露出が終了した後のフレームの間、順次走査様式でビデオ・カメラ23のター

デジタル画素データを完全フレーム記憶装置FMAに記憶する。

(2) 低エネルギー画像の読出しの後の最初のフレーム期間の始めに、高エネルギーの造影前X線露出を行ない、部分6Aのフレーム「4」に示す様に、露出が終了した後のフレームの間、順次走査様式でビデオ・カメラ23のターゲットを読出し、その結果得られたデジタル・データを記憶装置FMBに記憶する。次のフレーム「5」の間、テレビジョン・カメラのターゲットを消す。

この2つの工程が完了した後、普通は数秒間が経過した後、第3図の5秒の直前と云う様に、造影剤が血管に到着すると予想される直前から始めて、次の様に或る順序の造影時画像フレームを求める。

(3) 部分6Aのフレーム「1」の間、低エネルギーのX線露出を行ない、フレーム2に示す様に、露出が終了した後、順次走査様式でビデオ・カメラ23のターゲットを読出す。こうして得られた実時間の又は生の低エネルギー造影時デジタル

ゲットを読出す。この結果得られた実時間の又は生の造影時デジタル画素データが発生される時、又は部分6Aのフレーム「4」に示す様に順次様式でターゲットから読出される時、それを、演算処理装置のALU 105を使つて、前以てFMBに記憶されている対応する高エネルギーの造影前面素データから順次様式で減算する。各々の対応する画素の減算結果を、高エネルギー経時サブトラクション像として順次形式で記憶装置FMDに記憶する。ターゲットを消す。

(6) 飛越し形式で記憶装置FMCから低エネルギーの経時サブトラクション像データを読出すと同時に、高エネルギーの経時サブトラクション像データを飛越し様式で第4の記憶装置FMDから読出し、FMCから読出した低エネルギーの経時サブトラクション像データを演算処理装置のMULT 102に入力すると共にFMDからの高エネルギーの経時サブトラクション像データを同時にMULT 110に入力する。MULT 102で、データに倍率又は係数 $k_f$ を乗じ、MULT 110で、データに係

数  $k_b$  を乗じて、軟らかい組織を相殺する。MULT 102 及び 110 で係数を掛けたデータを同時に ALU 105 に入力して、一組のデータを他方の組から減算し、その結果を既に飛越し形式になっている混成サブトラクション像としてアナログ・ビデオ・ディスクに記憶する。

工程 3 乃至 6 に示した全ての手順は、造影剤の密度が最大であるか又は最大に近い時、1 つ又は更に多くの像が得られる様に保証する為、付加的な造影時画像を得る為に繰返すべきである。

低エネルギー及び高エネルギーの造影前画像データが夫々 FMA 及び FMB に保持されており、この為データを FMC 及び FMD に書き換えることになるが、混成サブトラクション過程は繰返して実施することが出来る。然し、それまでの全ての混成サブトラクション像がディスクに記憶されていて、全ての低エネルギーの経時サブトラクション像も記憶されているから、損失はない。

以上説明した一連の動作では述べなかつたが、低エネルギーの経時サブトラクション像は、それが

発生された時、テレビジョン・スクリーンに表示される。更に、1 つの手順が完了した後、低エネルギーの経時サブトラクション像をディスクから呼出して、それらを順次見ることにより、血管に於けるコントラストが最適である像を見つけることが出来る。造影剤で充たされた血管が軟らかい組織の動きによるアーチファクトによつてぼやけた場合、対応する混成サブトラクション像をディスク記録装置から選択して、検討の最善の像とすることが出来る。

この発明の実施例を詳しく説明したが、この発明の範囲は特許請求の範囲の記載によつて限定されることを承知されたい。

#### 4 図面の簡単な説明

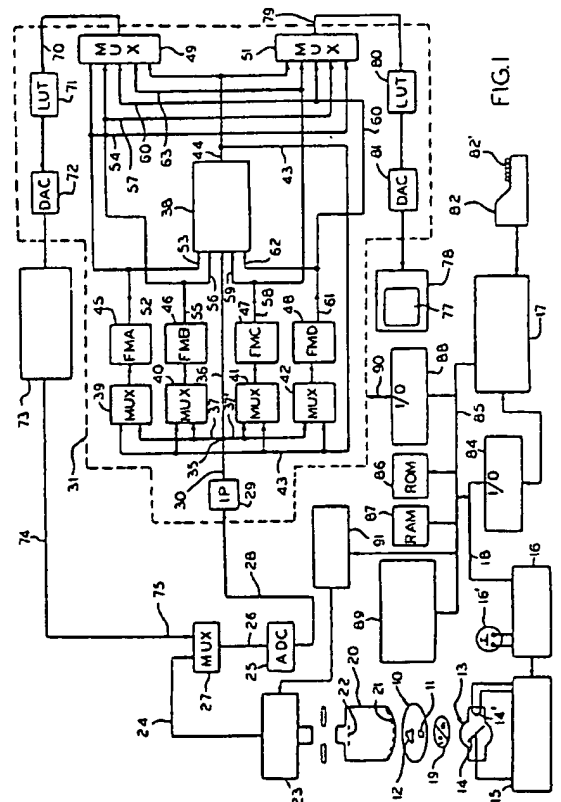
第1図は種々の動作様式によつて選択的に経時サブトラクション像及び混成サブトラクション像を得る装置のブロック図、第2図は第1図に1つのブロックで示した演算処理装置の更に詳しいブロック図、第3図は造影剤が静脈注射された後の時間に対し、造影剤の濃度又は密度を示す典

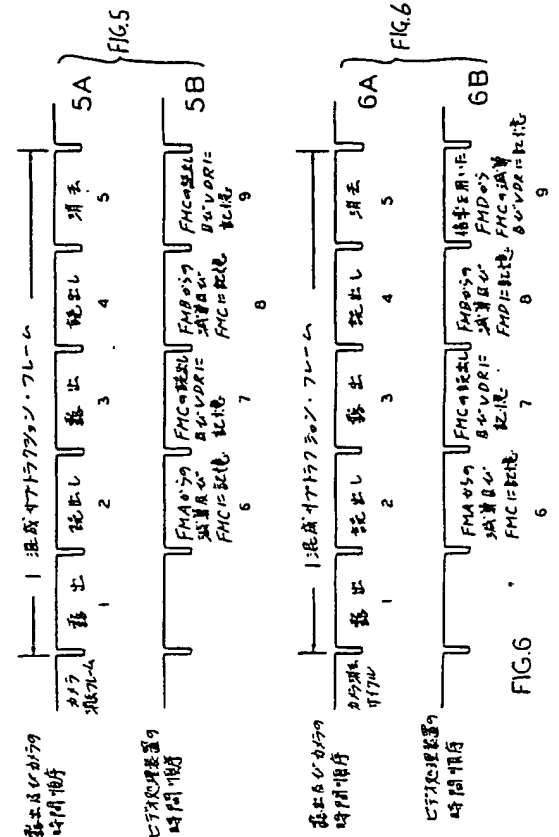
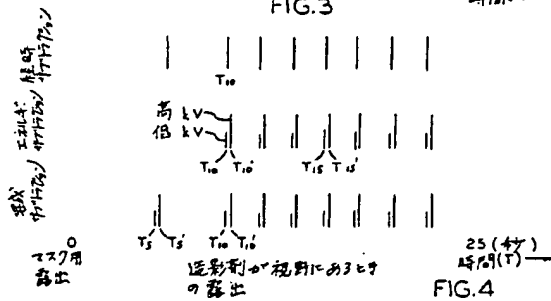
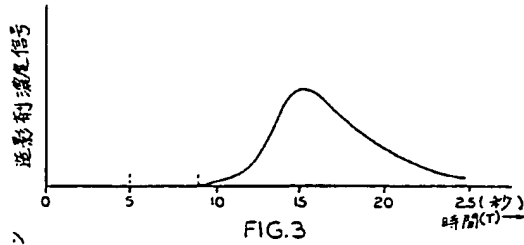
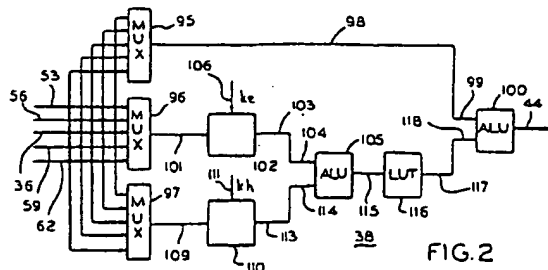
型的な又は1例としてのグラフ、第4図は経時サブトラクション及びエネルギー・サブトラクション及び混成サブトラクションの特性並びにその違いを時間に対して示した線図、第5図及び第6図は経時サブトラクション像及び混成サブトラクション像を得る異なる様式に関する時間並びに順序線図である。

#### 主な符号の説明

- 10 : 患者
- 13 : X線管
- 16 : X線制御装置
- 23 : ビデオ・カメラ
- 29 : 入力処理装置 (対数処理)
- 38 : 演算処理装置
- 45, 46, 47, 48 : フレーム記憶装置
- 73 : アナログ・ビデオ記録装置

特許出願人ゼネラル・エレクトリック・カンパニー  
代理人 (7630) 生沼徳二





第1頁の続き

⑤Int. Cl.<sup>3</sup>

H 04 N 7/18

識別記号

L

序内整理番号

7033-5C

⑦発明者 ステファン・ジェイム  
ス・リエドラー

アメリカ合衆国、ウイスコンシン州、ウオーワトサ、ノース・エイティシクス・ストリート、1930番

⑦発明者 バリイ・ニューエル・ストーン

アメリカ合衆国、ウイスコンシン州、ウオークシャ、エステイ・デビッツ・ドライブ、ダブリュ303 エス3580

手続補正書 (方式)

平成 年 月 日  
1. 9. 13

特許庁長官 殿

1. 事件の表示  
平成1年特許願第103625号
2. 発明の名称  
X線画像サブトラクションの方法
3. 補正をする者  
事件との関係 特許出願人  
名 称 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
4. 代 理 人  
住 所 〒107 東京都港区赤坂1丁目14番14号  
第35興和ビル 4階  
日本ゼネラル・エレクトリック株式会社・極東特許部内  
電話 (588) 5200-5207  
氏 名 (7630) 生 沼 徳 二
5. 補正命令の日付  
平成1年8月14日 (発送日: 平成1年8月29日)
6. 補正の対象  
図面の第6図
7. 補正の内容  
別紙の通り (但し、補正の対象以外は変更なし)、  
第6図の図番号を正確に付す。

